**مقاله پژوهشی**

# بررسی رفتار الکترومایوگرافی عضلات تنه در افراد با پوسچر هایپرلوردوتیک و افراد با لوردوز نرمال حین حفظ ممتدبار استاتیک

**مریم ابراهیمی[۱]، دکترآزاده شادمهر[۲]، دکتر غلامرضا علیایی[۳]، دکتر اسماعیل ابراهیمی[٤]، دکتر جواد صراف‌زاده[٥]**

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، گروه فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
۲- دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
۳- استاد گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
۴- استاد گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
۵- دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران

## چکیده

**زمینه و هدف:** انحناهای ستون فقرات به ویژه قوس کمری، نقش مهمی در حفظ یک پوسچر ایستاده مناسب ایفا می‌کند و همچنین امکان جذب کارآمد بارهای اعمال شده بر ستون فقرات و افزایش کارایی عضلات ستون مهره‌ای را سبب می‌شود. برخی محققین چنین استدلال کرده‌اند که پوسچرهای افراطی کمر که "هایپولوردوز" و "هایپرلوردوز" خوانده می‌شوند، نشان دهنده تغییر فعالیت عضلانی و الگوهای استرس می‌باشند به نحویکه تحمل فعالیت‌های خاص روزانه را در این افراد کاهش می‌دهد.با وجود اهمیت کنترل نوروماسکولار در هماهنگی و حفاظت ستون مهره‌ای، اطلاعات کمی در زمینه اینکه انحناهای پشتی و کمری چگونه فعالیت عضلانی را در پوسچرهای غیرطبیعی تحت تأثیر قرار می‌دهد، موجود است. به این دلیل ما در این مطالعه سعی کردیم رفتار الکترومایوگرافی عضلات تنه در افراد با پوسچر هایپرلوردوز و افراد با پوسچر نرمال را مورد مقایسه قرار داده و به این پرسش پاسخ دهیم که آیا این پوسچر غیر طبیعی بر رفتار عضلات ناحیه تأثیرگذار است یا خیر؟

**روش بررسی:** ۱۲ فرد با پوسچر هایپرلوردوتیک و ۱۱ فرد با پوسچر نرمال کمری تحت بررسی رفتار الکترومایوگرافی عضلات راست شکمی، مایل داخلی، مایل خارجی و ارکتور اسپاین کمری حین فعالیت حفظ ممتد باری معادل ۷ درصد وزن بدن در حالت ایستاده راحت قرار گرفتند.

**یافته‌ها:** از نظر آماری تفاوت معناداری در درصد تغییر متغیر MF(Median Frequency) عضلات تنه بین دو گروه مشاهده نشد($P>۰/۰۵$). درصد تغییر RMS(Root Mean Square) عضلات ارکتوراسپاین و مایل داخلی در سه بازه زمانی، بین دو گروه اختلاف معناداری نشان داد ($P>۰/۰۵$). درصد تغییرRMSعضله راست شکمی بین دو گروه تفاوت معناداری نداشت ($P>۰/۰۵$). در عضله مایل خارجی، درصد تغییر RMSدر بازه های زمانی اول و سوم تفاوت معنادار بین دو گروه نشان داد ($P<۰/۰۵$).

**نتیجه گیری:** با توجه به نتایج به دست آمده، می‌توان گفت که افزایش قوس کمری، به طور معناداری باعث تغییر در سطح فعالیت عضلات تنه در افراد دارای پوسچر هایپرلوردوتیک نسبت به گروه نرمال شده است. بنابراین استفاده از تمرینات اصلاح پوسچر در برنامه درمانی چنین افرادی ضروری به نظر می‌رسد. همچنین توصیه می‌شود مطالعه مشابه دیگری نیز در فعالیت‌های عملکردی دینامیک صورت گیرد تا اطلاعات جامع‌تری از اثر اختلالات پوسچرال بر رفتار الکترومایوگرافی عضلات تنه فراهم گردد.

**کلید واژه‌ها:** الکترومایوگرافی، هایپرلوردوز، پوسچر، حفظ ممتد بار

(ارسال مقاله ۱۳۹۲/۷/۷، پذیرش مقاله ۱۳۹۲/۱۲/۷)

**نویسنده مسئول:** تهران، خیابان انقلاب، پیچ شمیران، دانشکده توانبخشی، گروه فیزیوتراپی

**Email:** shadmehr@tums.ac.ir

## مقدمه

ستون فقرات به عنوان رکن اصلی تنه، ساختار پیچیده‌ای متشکل از مهره‌ها، دیسک‌ها، عضلات و لیگامانهای متعددی است که به دلیل مستعد بودن در برابر آسیب‌های مختلف، مورد توجه محققان زیادی قرار گرفته است (۱). برخی محققین نشان داده‌اند که ساختار ستون مهره‌ای و در کل پوسچر، شرط لازم برای سلامت و عملکرد نرمال بدن است (۲). بشر امروزی و مدرن، زمان بسیار زیادی را در وضعیت نشسته بدون انجام فعالیت‌های فیزیکی و در وضعیت‌های نادرست می‌گذراند و دلیل این امر، پیشرفت تکنولوژی، تسهیلات زندگی مدرن و کامپیوتر است. با اینگونه تغییرات در فرهنگ و عادات زندگی، آناتومی و بیومکانیک ستون مهره‌ها نیز دستخوش تغییر می‌شود (۳).

مطالعات قبلی ثابت کرده‌اند که تغییر در راستای ساژیتال ستون فقرات ممکن است بر بارگذاری و اعمال استرس‌های عمل کننده بر ستون فقرات اثرگذار باشد. تغییر در توزیع استرس نیز

نهایتاً ممکن است در وقوع پروسه تخریبی ستون فقرات اثر کند (۴). انحناهای ستون فقرات بویژه قوس کمری، نقش مهمی در حفظ یک پوسچر ایستاده مناسب ایفا می‌کند و همچنین امکان جذب کارآمد بارهای اعمال شده بر ستون فقرات و افزایش کارایی عضلات ستون مهره‌ای را سبب می‌شود (۵).

پوسچر ایستاده نرمال به عنوان وضعیتی از تعادل توصیف شده است که نیاز به حداقل تلاش عضلانی برای حفظ آن است. انحراف از راستای نرمال باعث بروز عدم تعادل عضلانی و اعمال استرس غیر طبیعی برسیستم عضلانی اسکلتی می‌شود (۶).

در مطالعه‌ای در بررسی شیوع انحرافات پوسچرال در دانش آموزان، ٪ ۴۹/۷۵ کل دانش آموزان ارزیابی شده، دارای قوس افزایش یافته در مهره‌های کمری بودند (٪ ۸۰/۲۱ پسران و ٪ ۲۱/۹ دختران)(۳).بسیاری از مقالات بالینی نشان داده‌اند که قوس کمری، تیلت لگن و عملکرد عضلات شکمی با یکدیگر مرتبطند. کندال و مک کردی اظهار کردند که در یک وضعیت ایستاده صاف، ضعف عضله راست شکمی اجازه بروز تیلت قدامی لگن و پوسچر هایپرلوردوتیک را می‌دهد (۷). برخی محققین استدلال کرده‌اند که پوسچرهای افراطی کمر که "هایپولوردوز" و "هایپرلوردوز" خوانده می‌شوند، نشان دهنده تغییر فعالیت عضلانی و الگوهای استرس می‌باشد طوریکه تحمل فعالیت‌های خاص روزانه را در این افراد کاهش می‌دهد (۸).همانند سایر پروسه‌های فیزیولوژیک ستون مهره‌ای و پوسچر نیز باید دارای یک اندازه گیری نرمال باشد. Harrison و همکاران و نیز Troyanovich و همکاران تعریف خود را از یک ستون مهره‌ای نرمال در صفحه ساژیتال با استفاده از Oliptical Shell Modeling طرح ریزی کردند. آنها به این نتایج دست یافتند: انحنای نرمال مهره‌های گردنی باید یک قوس ۴۲/۵ درجه‌ای از C2-C7، کیفوز پشتی ۴۴/۲ درجه از T1-T11 و مهره‌های کمری ۳۹/۷ درجه از L1-L5 باشد (۹).

مطالعاتی که در زمینه بررسی فعالیت عضلات تنه در پوسچرهای مختلف نشسته و ایستاده صورت گرفته، وجود تفاوتهای عضلانی بین آنها را نشان داده است. پوسچرهای انتخابی در این مطالعات شامل Slump sitting، Erect sitting، Sway standing و Erect standing بود که به صورت ارادی توسط شرکت کنندگان اتخاذ می‌شد. نتایج تحقیق، کاهش قابل توجهی در فعالیت عضلات مایل داخلی، مولتی فیدوس سطحی و ارکتور اسپاین توراسیک در پوسچرهای Sway standing و Slump sitting در مقایسه با پوسچرهای Erect نشان داد. همچنین فعالیت عضله راست شکمی در Sway standing نسبت به Erect standing به طور معناداری افزایش یافت (۱۱،۱۰). با وجود اینکه بررسی‌های الکترومایوگرافی بر روی عضلات تنه در این مطالعات، فقط در افراد سالم که دارای پوسچر غیرطبیعی نبوده اند انجام شده است، تفاوتهای معناداری در فعالیت عضلات تنه نشان داده‌اند.

مطالعات اندکی پیرامون بررسی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات تنه در اختلالات پوسچرال ناحیه کمر صورت گرفته است. اغلب مطالعات موجود در گروه‌های سالم بدون وجود اختلالات ساختاری ستون مهره‌ای انجام شده است. بنابراین با توجه به اهمیت نقش قوس کمری در حفظ یک پوسچر ایستاده مناسب و اثربخشی آن بر کارایی عضلات ستون مهره ای و همچنین نبود مطالعه ای در این زمینه، تحقیق حاضر با هدف بررسی و مقایسه رفتار الکترومایوگرافی عضلات تنه بین دوگروه سالم و افراد دارای پوسچر هایپرلوردوتیک صورت گرفت. جهت نیل به این هدف، تکلیف حفظ ممتد بار استاتیک در وضعیت ایستاده که وضعیت کاربردی در بسیاری از مشاغل است، به کار برده شد.

## روش بررسی

این مطالعه یک مطالعه توصیفی- تحلیلی از نوع مقطعی- مقایسه‌ای است که در زمستان سال ۱۳۹۱ در آزمایشگاه الکتروفیزیولوژی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام شد. پژوهش حاضر بر روی ۱۲ فرد با پوسچر هایپرلوردوتیک در گروه سنی ۳۰-۲۰ سال انجام شد. ۱۱ فرد دارای پوسچر نرمال که از نظر سنی با گروه مورد مطالعه همسان شدند، به منظور مقایسه نتایج در گروه کنترل قرار گرفتند. این افراد به صورت غیر احتمالی(No probability) و به روش نمونه‌گیری ساده(Convenient sampling) انتخاب شدند.

در گروه سالم، افراد با قوس کمری نرمال و در گروه هایپرلوردوتیک افرادیکه زاویه لوردوز آنها بیش از ۴۰ درجه بود، قرار گرفتند. عدم ضایعه اسکلتی عضلانی به دنبال ضربه، عدم سابقه جراحی ستون فقرات، عدم ابتلا به کمردرد حداقل در ۶ ماه قبل و عدم اختلالات ساختاری در ستون فقرات (اسکولیوزیس) و اندام‌ها (کوتاهی اندام) به عنوان معیارهای ورود و بارداری، BMI بیشتر از ۳۰ و عدم توانایی بر اتمام اجرای تست به عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد. پس از احراز شرایط لازم توسط نمونه‌ها و آشنایی با مراحل تحقیق و اعلام موافقت خود به صورت امضای رضایت نامه کتبی و جمع‌آوری اطلاعات جامعه شناختی (سن، قد، وزن و ...)، قوس کمری آنها بوسیله خط کش

انعطاف پذیر توسط آزمونگر ثبت و درجه زاویه لوردوز کمر با استفاده از فرمول θ=4Arctan2H/L محاسبه گردید.

در این مطالعه به منظور ثبت فعالیت عضلات تنه از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی ۸ کاناله Biometrics Ltd, DataLog) استفاده شد. نرخ نمونه برداری مطابق توصیه سازنده دستگاه، ۱۰۰۰ هرتز انتخاب شد.

با توجه به مطالعات قبلی، برای ارزیابی فعالیت عضلات تنه، عضلات راست شکمی، مایل داخلی، مایل خارجی و ارکتور اسپاین انتخاب شدند و تمامی اطلاعات از سمت راست آزمون دهنده‌ها جمع‌آوری شد. مناسب ترین محل برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی هر عضله بر اساس مراجع مشخص شد. سپس برای افزایش کیفیت انتقال امواج الکتریکی از پوست آزمودنی به دستگاه، زوائدی همچون مو و کرک‌های ظریف روی پوست تراشیده شد و با استفاده از الکل پاک و تمیز شد تا از این طریق شرایط مناسبی برای اتصال الکترودها به سطح پوست فراهم گردد. پس از این مراحل الکترودها با چسب مخصوص به محل‌های تعیین شده چسبانده شد.

الکترود گذاری به روش زیر انجام شد: عضله ارکتوراسپاین (Erector Spine: ES) در ۳ سانتیمتری طرفی برجستگی خاری مهره در سطح $L_3$-$L_4$، عضله راست شکم (Rectus Abdominis: RA) در۲ سانتیمتری طرفی و ۳ سانتیمتری فوقانی ناف، عضله مایل خارجی (External Oblique: EO) در ۱۵ سانتیمتری سمت طرفی ناف در یک زاویه ۴۵ درجه روی فیبرهای خارجی، عضله مایل داخلی (Internal Oblique: IO) در ۱ سانتیمتری سمت داخلی برجستگی قدامی–فوقانی استخوان لگن. الکترود زمین هم بر روی زائده استایلوئید اولنا روی مچ بسته شد. حداکثر انقباض ارادی (Maximum Voluntary Contraction: MVC) هر یک از عضلات مورد نظر، به منظور انجام نرمالیزاسیون در سه وضعیت استاندارد زیر انجام و ثبت شد (۱۲،۱۱):

عضله راست شکمی: فرد در وضعیت سوپاین بوده و ساق پاها به صورت صاف روی تخت قرار گرفته و با استرپ به تخت ثابت شد. تست Curl-up مقاومتی با اعمال مقاومت دستی حداکثر و متقارن توسط آزمونگر بر روی شانه‌ها اجرا شد.

عضله مایل خارجی راست: فرد در وضعیت سوپاین قرار گرفت، تست Crossed curl-up مقاومتی، در حالیکه فرد سعی می‌کرد شانه راست را به سمت پای چپ حرکت دهد، اجرا شد و آزمونگر مقاومت دستی حداکثر را به شانه راست اعمال می‌کرد.

برای تست عضله مایل داخلی راست، همین روش در سمت مخالف تکرار می‌شد. برای تست ارکتور اسپاین کمری، فرد در وضعیت پرون بوده، ساق پاها صاف روی تخت قرار گرفته و با استرپ به تخت ثابت می‌شد. سر و شانه‌های فرد خارج از تخت بوده و مقاومت دستی حداکثر و متقارن توسط آزمونگر به ناحیه اسکاپولا اعمال می‌شد.

مدت هر تست ۱۰ ثانیه بوده و هر تست سه بار، با فاصله استراحت ۲ دقیقه‌ای بین آنها، تکرار می‌شد. در نهایت از سه تست ثبت شده برای هر عضله، تستی که بیشترین مقدار MVC را داشت، انتخاب شده و به عنوان مقدار واحد MVC بیان شد.

در این مطالعه، افراد شرکت کننده باری معادل ۷٪ وزن بدن را از روی زمین بلند کرده و تا مدت زمان معینی نگه می‌داشتند. بار مورد نظر به فاصله ۱۰ سانتیمتر از پای فرد روی زمین قرار داده می‌شد. وضعیت دستها در مرحله نگه داشتن بار، به صورتی بود که بازوها در کنار بدن و ساعد به حالت افقی بود، بطویکه زاویه آرنج در ۹۰ درجه فلکشن باشد.

به منظور تعیین زمان شروع بلند کردن بار، از یک کلید پایی (Foot switch) تعبیه شده در زیر بار و برای تعیین مرحله حفظ بار از یک الکتروگونیامتر که در ناحیه کمر متصل می‌شد، استفاده شد. این دو وسیله به دستگاه الکترومایوگرافی متصل شده و با آن همزمان (Synchronize) شدند. دستگاه الکترومایوگرافی ۲ تا ۳ ثانیه قبل از دستور حرکت روشن شده و سپس از شرکت کنندگان خواسته می‌شد که بار را با وضعیت Semi-squat از زمین بلند کرده و در حالت ایستاده قرار گیرند.

برای محاسبه سطح فعالیت الکتریکی عضلات (Root Mean Square: RMS)، داده‌های RMS با پنجره ۵۰ میلی ثانیه محاسبه شد. همچنین برای محاسبه درصد تغییر فرکانس میانه (Median Frequency: MF) و RMS، زمان کل حفظ بار در هر فرد به سه بازه‌ی زمانی تقسیم شده و متغیرهای مورد نظر برای هر بازه زمانی محاسبه گردید.

اختلاف هر یک از متغیرهایRMS به دست آمده از هر بازه زمانی، بامقدار به دست آمده برای IRMS(Initial RMS) محاسبه شده و به صورت درصد بیان شد. همچنین اختلاف هر یک از متغیرهایMFبه دست آمده از هر بازه زمانی نیز، با مقدار به دست آمده برای(Initial MF) IMF محاسبه شده و به صورت درصد بیان شد.

**شکل ۱- مراحل اجرای فعالیت به ترتیب از سمت چپ**

## یافته‌ها

اطلاعات جمع‌آوری شده در نرم افزار SPSS نسخه ۱۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. سپس متغیرهای الکترومایوگرافی با استفاده از آزمون Independent Sample T-Testبین دو گروه مقایسه شد. سطح معناداری معادل P<۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

به منظور ارزیابی توزیع متغیر کمی الکترومایوگرافی به لحاظ میزان انطباق با توزیع نظری نرمال، از آزمون آماری K-S (Kolmogorov Smironov Test) استفاده شد و مشخص گردید که با P>۰/۰۵، توزیع متغیرها نرمال است. خصوصیات آنتروپومتریک افراد شرکت کننده در دو گروه با پاسچر نرمال و هایپرهایپرلوردوتیک در جدول ۱ آمده است.

**جدول۱- خصوصیات آنتروپومتریک افراد شرکت کننده (میانگین و انحراف معیار)**

| گروه | تعداد | سن (سال) | قد (سانتیمتر) | وزن (کیلوگرم) | BMI ($Kg/m^2$) |
|---|---|---|---|---|---|
| هایپرلوردوتیک | ۱۲ | ۲۳/۶۷±۲/۹ | ۱۶۲±۲/۴۴ | ۵۶/۶۷±۱/۶۷ | ۲۱/۶۳±۰/۷۴ |
| نرمال | ۱۱ | ۲۲±۱/۶۷ | ۱۶۴/۹۱±۳/۶۷ | ۵۹/۳۶±۳/۲ | ۲۱/۸۴±۱/۲۷ |

در بررسی درصد تغییرات RMSعضلات تنه بین دو گروه هایپرلوردوتیک و افراد دارای لوردوز نرمال در سه بازه‌ی زمانی اول، دوم و سوم نتایج زیر به دست آمد: در مقایسه درصد تغییر RMS عضله ارکتوراسپاین کمری (P=۰/۰۲) مایل خارجی (P=۰/۰۱) در بازه زمانی اول اختلاف معناداری بین دو گروه یافت شد. در بازه زمانی دوم نیز درصد تغییر RMSدو عضله مایل داخلی (P=۰/۰۰) ارکتوراسپاین (P=۰/۰۰۱) بین دو گروه اختلاف معناداری نشان داد. در بازه زمانی سوم، در عضلات مایل داخلی(P=۰/۰۰۳)، مایل خارجی (P=۰/۰۱۳) و ارکتوراسپاین (P=۰/۰۰۴) نیز اختلافات معناداری مشاهده شد.

اما در بررسی درصد تغییرات MF عضلات تنه بین دو گروه هایپرلوردوتیک و افراد دارای لوردوز نرمال، در سه بازه زمانی اختلاف معناداری مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

نمودارهای مربوط درصد تغییر متغرهایRMS وMF در بازه‌های زمانی اول، دوم و سوم در شکل ۲ نشان داده شده است. همچنین مقادیرP-Value مربوط به مقایسه درصد تغییرات RMSعضلات تنه در سه بازه زمانی از فعالیت حفظ باربین دو گروه هایپرلوردوتیک و افراد با لوردوز نرمال در جدول ۲ گزارش شده است.

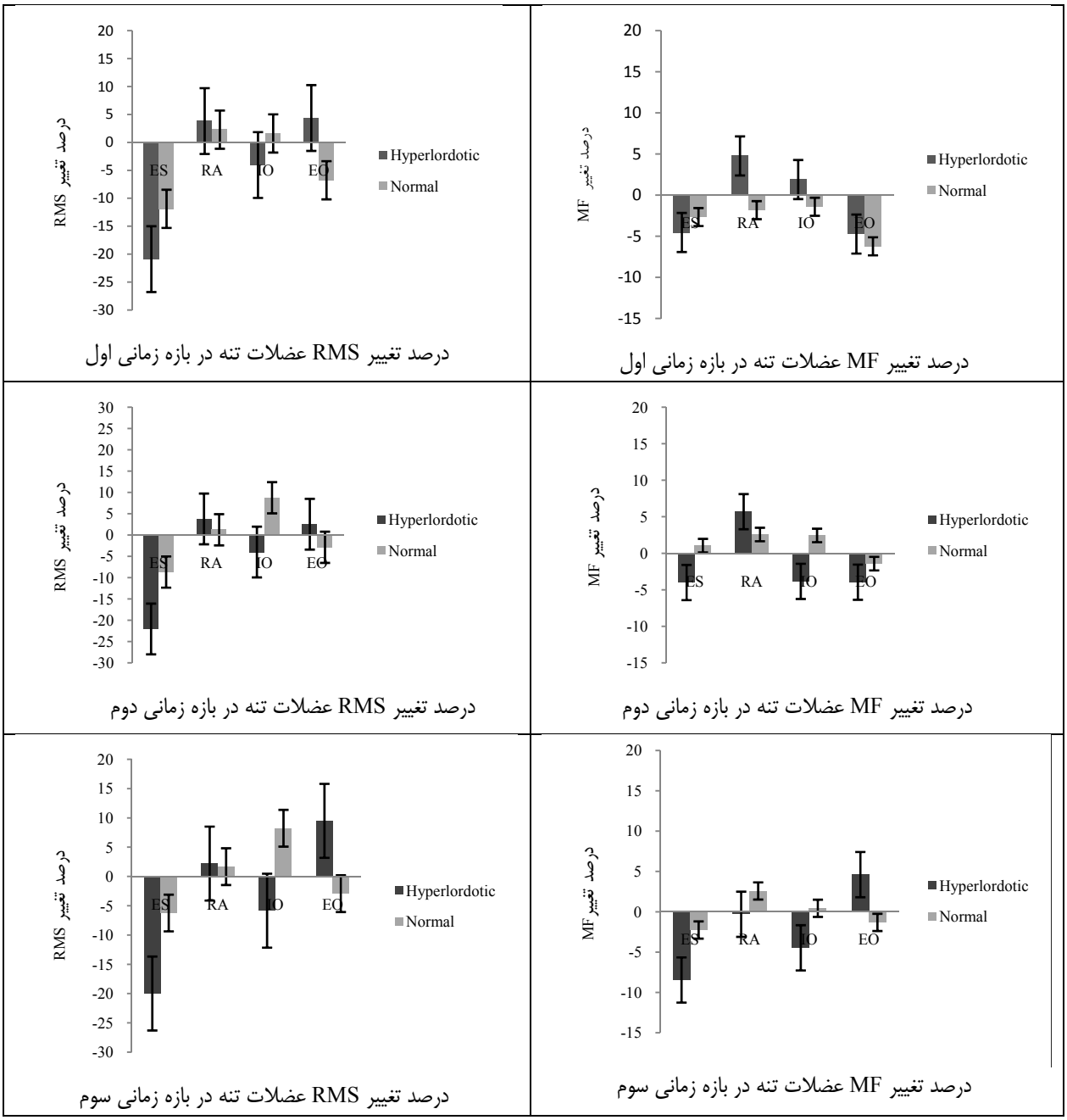
**جدول ۲- مقادیرP-Valueمربوط به مقایسه درصد تغییراتRMSعضلات تنه بین دو گروه در سه بازه زمانی از زمان حفظ بار**

| عضله | بازه زمانی اول | بازه زمانی دوم | بازه زمانی سوم |
|---|---|---|---|
| راست شکمی | ۰/۲۳ | ۰/۶۵ | ۰/۸۷ |
| مایل داخلی | ۰/۰۷ | ۰/۰۰* | ۰/۰۰۳* |
| مایل خارجی | ۰/۰۱* | ۰/۱۱ | ۰/۰۱۳* |
| ارکتوراسپاین | ۰/۰۲* | ۰/۰۰۱* | ۰/۰۰۴* |

جدول ۳ نیز بیانگر مقادیر P-Value مربوط به مقایسه درصد تغییرات MFعضلات تنه در سه بازه زمانی از زمان حفظ بار بین دو گروه نرمال و هایپرلوردوتیک است.

**جدول ۳- مقادیرP-Valueمربوط به مقایسه درصد تغییراتMFعضلات تنه بین دو گروه در سه بازه زمانی از زمان حفظ بار**

| عضله | بازه زمانی اول | بازه زمانی دوم | بازه زمانی سوم |
|---|---|---|---|
| راست شکمی | ۰/۰۹ | ۰/۷۱ | ۰/۲۵ |
| مایل داخلی | ۰/۲۹ | ۰/۰۰۸* | ۰/۰۷ |
| مایل خارجی | ۰/۶۴ | ۰/۴۲ | ۰/۰۷ |
| ارکتوراسپاین | ۰/۶۱ | ۰/۱۸ | ۰/۰۸ |




**شکل ۲- نمودارهای مقایسه درصد تغییر متغیرهای MF (Median Frequency) و RMS (Root Mean Root) در بازه های زمانی در طول حفظ بار (ES: عضله ارکتور اسپاین، RA: راست شکمی،IO: مایل داخلی، EO: مایل خارجی)**

## بحث

مطالعه حاضر با هدف بررسی اثر افزایش انحنای لوردوز کمری بر رفتار الکترومایوگرافی عضلات تنه صورت گرفت. یافته‌های پژوهش حاضر نشان می‌دهد که فرکانس میانه عضلات در طول زمان حفظ بار، تغییر معناداری نداشت، اما سطح فعالیت عضلات تنه به طور معناداری تحت تأثیر افزایش انحنای لوردوز کمری قرار گرفته است. درصد کاهش سطح فعالیت عضله ارکتوراسپاین کمری در گروه هایپرلوردوتیک در تمام طول مدت حفظ بار، نسبت به گروه نرمال کاهش بیشتری داشته است. روند کاهش سطح فعالیت عضله ارکتوراسپاین در هر دو گروه، با توجه به قرار داشتن این عضله در خلف تنه طبیعی به نظر می‌رسد. زیرا با بیشتر شدن زمان حفظ بار، سطح فعالیت عضلات به مرور کاهش می‌یابد که احتمالاً بیانگر کاهش توانایی عضله برای تولید نیرو جهت مقابله با فشارهای ناشی از بار خارجی است.

اما این میزان کاهش در گروه هایپرلوردوتیک بیشتر از گروه نرمال است که احتمالاً به دلیل به هم خوردن رابطه طول-تانسیون عضله ارکتوراسپاین است که منجر به بی کفایتی عضله برای تولید نیروی مناسب شده است. در گروه عضلات شکمی، رفتار عضله راست شکمی در دو گروه مشابه بود. به نظر می‌رسد به دلیل آنکه عضله راست شکمی یک عضله گلوبال بوده و اتصالات مستقیمی یا غیر مستقیمی به ستون فقرات کمری ندارد، تحت تأثیر افزایش انحنای لوردوز کمری قرار نمی‌گیرد.

عضلات مایل شکمی که به گفته کندالدر پوسچر هایپرلوردوتیک دچار افزایش طول می‌شوند (۷)، تغییراتی را در رفتار الکترومایوگرافی خود در این مطالعه نشان داده‌اند، طوریکه RMS عضله مایل داخلی در گروه هایپرلوردوتیک در کل زمان حفظ بار درصد کاهشی نشان داد در حالیکه در گروه نرمال میزان فعالیت افزایش داشته است. این رفتار نشان دهنده اختلال در توانایی انقباضی عضله در مقابله با بار خارجی است. اما رفتار عضله مایل خارجی متفاوت بوده و در گروه هایپرلوردوتیک درصد افزایشی ولی در گروه نرمال درصد کاهشی نشان می‌دهد که این تفاوتها در بازه های زمانی اول و سوم معنادار است.

در مطالعات پیشین، رفتار الکترومایوگرافی عضلات تنه در فعالیت حفظ ممتد بار، در گروه های سالم و یا کمردردی انجام شده است و در افرادیکه دارای اختلال پوسچرال در ستون فقرات باشند، انجام نشده است.از جمله، Chen و همکاران در سال ۱۹۹۸، به بررسی و مقایسه رفتار میوالکتریک عضلات تنه حین حفظ بار استاتیک، بین دو گروه سالم و کمردردی پرداختند. افراد شرکت کننده در وضعیت‌های مختلفی از فلکشن تنه و زانو، وزنه‌هایی با وزن کم، متوسط و سنگین را نگه می‌داشتند. در وضعیت فلکشن زانو، افراد کمردردی الگوی فعالیت متغیری نسبت به افراد نرمال داشتند، در حالیکه در وضعیت فلکشن تنه افراد نرمال الگوی فعالیت قابل توجهی نسبت به افراد بیمار داشتند(۱۳).

Tucker و همکاران در سال ۲۰۰۹، فعالیت الکتریکی عضله ارکتوراسپاین را در فعالیت حفظ بار ۷/۵ کیلوگرمی در وضعیت ۲۰ درجه فلکشن تنه به مدت ۶ دقیقه و در یک گروه سالم مورد مطالعه قرار دادند و نتایج زیر را به دست آوردند: RMSدر طول حفظ طولانی مدت بار به طور معناداری افزایش پیدا نکرد، در حالیکه فرکانس میانه در طول زمان کاهش یافت(۱۴).

Kumar در سال ۱۹۹۸ نیز رفتار الکترومایوگرافیک عضلات تنه را در دو گروه سالم زن و مرد و در دو وضعیت ایستاده با شانه در حالت ۹۰ درجه فلکشن در مقابل بدن و تنه در ۳۰ درجه فلکشن بررسی کردند. در گروه مردان بار ۹/۰۷ کیلوگرم و در گروه زنان بار ۶/۸ کیلوگرم به مدت ۵ دقیقه نگه داشته شد. طبق نتایج حاصل از مطالعه او از میان عضلات خلفی، فرکانس میانه عضله ارکتوراسپاین کمری در دو طرف روند کاهشی نشان داد ولی عضلات مایل خارجی و لاتیسیموس دورسی نسبتاً بی تأثیر باقی ماندند. چنین الگوهایی در حالت ایستاده صاف بیش از خمیده مشهود بود (۱۵). در این مطالعات، درصد افزایش یا کاهش متغیرها در طول زمان دقیقاً ذکر نشده است و روند افزایش یا کاهش به صورت الگوی کلی بیان شده است. به دلیل تفاوت در پوزیشن‌های اجرای فعالیت حفظ بار در مطالعات قبلی، نمی‌توان نتایج این تحقیق را با مطالعات پیشین مقایسه کرد. وضعیت فلکشن تنه باعث افزایش بازوی گشتاوری بار خارجی شده و در نتیجه فعالیت عضلانی بیشتری را می‌طلبد و فرکانس میانه عضلات نیز با گذشت زمان به دلیل بروز خستگی کاهش می‌یابد. بنابراین مسلم است که فرکانس میانه عضلات تنه در این مطالعات در طول زمان کاهش یابد. اما در مطالعه حاضر به دلیل حفظ بار در حالت ایستاده صاف، بازوی گشتاوری بار خارجی بسیار کمتر از وضعیت فلکشن ۲۰ یا ۳۰ درجه است، در نتیجه تغییرمعناداری در مقادیرMF عضلات تنه در مدت زمان حفظ بار مشاهده نشد.

با توجه به نتایج به دست آمده، می‌توان گفت که افزایش قوس کمری، به طور معناداری باعث تغییر در سطح فعالیت عضلات تنه در افراد دارای پوسچر هایپرلوردوتیک نسبت به گروه نرمال شده است. بنابراین استفاده از تمرینات اصلاح پوسچر

در برنامه درمانی چنین افرادی ضروری به نظر می‌رسد. همچنین توصیه می‌شود مطالعه مشابه دیگری نیز در فعالیت‌های عملکردی دینامیک صورت گیرد تا اطلاعات جامع‌تری از اثر اختلالات پوسچرال بر رفتار الکترومایوگرافی عضلات تنه فراهم گردد.

**قدردانی**

این مطالعه بخشی از پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی بوده که با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام شده است. بدین وسیله از زحمات کلیه اساتید و افرادی که ما را در انجام این تحقیق یاری رساندند سپاس گذاری می‌نماییم.

## REFERENCES

1. Heuer F, Schmidt H, Klezl Z, Claes L, Wilke HJ. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. Biomech J 2007; 40: 271-280.
2. Morningstar M, Pettibon BR, Remz CL. The pettibon system: A neurophysiologic approach to spine and posture correction. http:www.pettibonsystem.com.
3. Brianezi L, Cajazeiro DC, Maifrino LBM. Prevalence of postural deviations in school of education and professional practice of physical education. J. Morphol Sci.2011; 28(1): 35-36.
4. Keorochana G, Taghavi CE, Lee KB, Yoo JH, Liao JC, Fei Z, Wang JC. Effect of sagittal alignment on kinematic changes and degree of disc degeneration in the lumbar spine. Spine2011; 36(11): 893-98.
5. Vialle R, Levassore N, Rillardon L, Templier A, Skalli W, Guigui P. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. TheJournal of Bone and Joint Surgery2005; 87(2):260-67.
6. Griegel-Morris P, Larson K, Mueller-Klaus K, Oatis CA. Incidence of common postural abnormalities in the cervical, shoulder, and thoracic regions and their association with pain in two age groups of healthy subjects. Physical Therapy1993; 72(6): 425-31.
7. Kendall FP, McCready EK, Provance P. Muscle, testing and function: with posture and pain, 5th ed. Baltimore, Md: Williams & Wilkins; 2005.
8. Scannell JP, McGill SM. Lumbar posture –should It, and can It, Be Modified? A study of passive tissue stiffness and lumbar position during activities of daily living. Physical Therapy 2003; 83(10): 907-16.
9. troyanovich SJ, Cailliet R, Janik TJ, Harrison DD, Harrison DE. Radiographic mensuration characteristics of the sagittal lumbar spine from a normal population with the method to synthesis prior studies of lordosis. J Spinal Disord 1997;10: 380-386.
10. O´Sullivan P, Grahamslaw KM, Ther MM, Kendell M, Lapenskie SC, Moller NE, et al. The effect of different standing activity in a pain-free population. Spine 2002; 27(11): 1238-44.
11. O´Sullivan PB, Dankaerts W, Burnett AF, Farrell GT, Ther MM, Jefford E, et al. Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. Spine2006; 31(19): E707-12.
12. Stevens VK, Bouche KG, Mahieu NN, Coorevits PL, Vanderstraeten GG, Danneels LA. Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises. BMC Musculoskeletal Disorders 2006;7:75.
13. Chen WJ, Chiou WK, Lee YH, Lee MY, Chen ML. Myo-electric behavior of the trunk muscles during static load holding in healthy subjects and low back pain patients. Clinical Biomechanic 1998; 13 (1): S9-S15.
14. Tucker K, Falla D, Graven-Nielsen T, Farina D. Electromyographic mapping of the erector spine muscle with varing load and during sustained contraction. Journal of Electromyography and LKinsiology2009; 19: 373-79.
15. Kumar S. The effect of sustained spinal load on intra-abdominal pressure and EMG characteristics of trunk muscles.Ergonomics 1997; 40(12): 1312-34.

**Research Article**

# Investigation of electromyographic behavior of trunk muscles during prolonged load holding in subjects with hyperlordotic posture and normal subjects

**Ebrahimi M[1], Shadmehr A[2*], Olyaei GR[3], Ebrahimi I[4], Sarrafzadeh J[5]**

1- MSc Student of physicaltherapy, Tehran University of Medical Sciences
2- Associated Professor of Tehran University of Medical Sciences
3- Professor of Tehran University of Medical Sciences
4- Professor of Iran University of Medical Sciences
5- Associated Professor of Iran University of Medical Sciences

## Abstract

**Background and Aim:** The curves of the spine, especially lumbar lordosis, play an important role in the maintenance of an efficient upright posture and allow efficient absorption of the loads applied to the spinal column and increase the efficiency of the spinal musculature. Excessive lumbar postures, also called "hyperlordosis" and "hypolordosis" , are thought by some researchers to be indicative of altered muscle activity and stress patterns. Therefore tolerance of particular activities of daily living (ADL) of an individual with these postures is reduced. Despite the importance of neuromuscular control at spinal column maintenance and coordination, there are little investigations about the effect of thoracic and lumbar curvatures on trunk muscles activity. Therefore, the aim of this study was to investigate electromyographic behavior of trunk muscles in lordotic posture.

**Materials and Methods:** Twelve subjects with lordotic posture ( mean age 23.67 years, mean weight 56.67 kg, and mean height 162 cm) and eleven subjects with normal posture ( mean age 22 years, mean weight 59.36 kg, and mean height 164.91 cm) participated in this study. Subjects were asked to hold a load equivalent of 7% of her body weight.

**Results:** Data analysis indicated that there is not significant statistically difference in median frequency variable between two groups ($p>0.05$). But there is significant statistically differences at The percentage change in RMS of erector spinae and internal oblique muscles at three time periods between two groups. The percentage change in RMS of external oblique muscle has significant statistically difference at first and third time periods between two groups.

**Conclusion:** These finding reveal that excessive lumbar lordosis alter the activity levels of trunk muscles. Therefore, it seems that the use of posture correction exercises in therapeutic protocols is necessary for improvement of these changes. Also, it is recommended to do this research in dynamic tasks for attain of comprehensive information about the effect of postural deviation on electromyographic behavior of trunk muscles.

**Keywords:** Electromyography, Hyperlordosis, Posture, Prolonged load holding

[*]**Corresponding Author:** Dr.AzadehShadmehr, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences

**Email:** shadmehr@tums.ac.ir

*This research was supported by Tehran University of Medical Science (TUMS)*